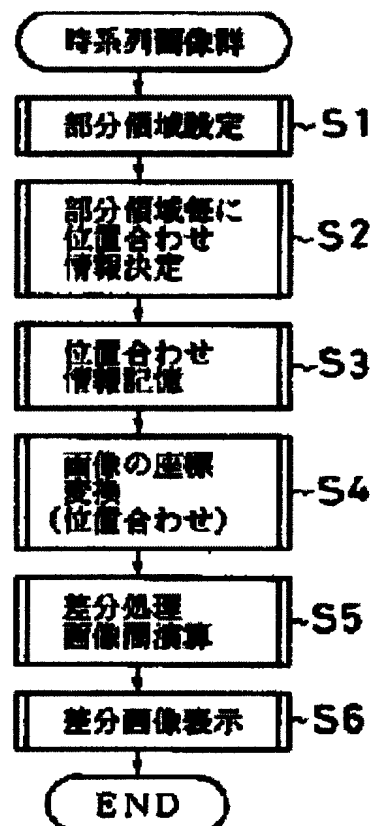


PICTURE ALIGNING PROCESSOR AND INTER-PICTURE ARITHMETIC PROCESSING UNIT**Publication number:** JP8110939**Publication date:** 1996-04-30**Inventor:** YANAGIDA AKIKO; YOSHIMURA HITOSHI; KIDO
ATSUSHI**Applicant:** KONISHIROKU PHOTO IND**Classification:****- International:** A61B6/00; G06T1/00; G06T7/00; G06T7/60;
G06T11/80; A61B6/00; G06T1/00; G06T7/00;
G06T7/60; G06T11/80; (IPC1-7): G06T1/00; A61B6/00;
G06T7/00; G06T11/80**- European:****Application number:** JP19940246330 19941012**Priority number(s):** JP19940246330 19941012

Report a data error here

Abstract of JP8110939

PURPOSE: To efficiently and highly accurately execute aligning processing between time-sequential pictures. **CONSTITUTION:** A lung field is extracted from a chest radiation image and plural partial areas are set up based upon the contour of the lung field (S1). Then, aligning information expressed preferably by linear transformation is determined in each partial area (S2) and the aligning information is stored correspondingly to each partial area (S3). After independently executing the coordinate transformation of an image in each partial area based upon the aligning information of each partial area (S4), differential processing is executed (S5) and an image emphasized for a part changing with the lapse of time in the partial area is displayed (S6).



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-110939

(43) 公開日 平成8年(1996)4月30日

(51) Int.Cl.⁶ 識別記号 庁内整理番号 F I 技術表示箇所
G 0 6 T 1/00
A 6 1 B 6/00
G 0 6 T 11/80

G 0 6 F 15/ 62 3 9 0 A
7638-2 J A 6 1 B 6/ 00 3 0 3 J
審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願平6-246330

(22) 出願日 平成6年(1994)10月12日

(71) 出願人 000001270

コニカ株式会社

東京都新宿区西新宿1丁目26番2号

(72) 発明者 柳田 亜紀子

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式
会社内

(72) 発明者 吉村 仁

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式
会社内

(72) 発明者 木戸 淳

東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式
会社内

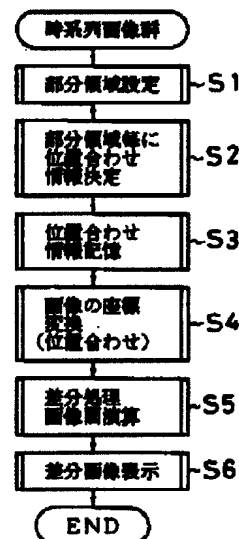
(74) 代理人 弁理士 笹島 富二雄

(54) 【発明の名称】 画像の位置合わせ処理装置及び画像間演算処理装置

(57) 【要約】

【目的】 時系列画像間における位置合わせ処理を、効率良く高精度に行わせる。

【構成】 胸部放射線画像において肺野を抽出し、該肺野の輪郭に基づいて部分領域を複数設定する (S1)。次いで、前記部分領域毎に、好ましくは線型変換で表される位置合わせ情報を決定し (S2)、かかる位置合わせ情報を各部分領域に対応させて記憶する (S3)。ここで、前記部分領域毎の位置合わせ情報に基づいて、各部分領域毎に独立に画像の座標変換を行った後 (S4)、差分処理を行って (S5)、前記部分領域内で経時変化部分を強調した画像を表示する (S6)。



【特許請求の範囲】

【請求項1】人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像間で位置合わせ処理を行う画像の位置合わせ処理装置であって、

画像内に少なくとも1つの部分領域を設定する部分領域設定手段と、

該部分領域設定手段で設定された部分領域毎に独立に画像間の位置合わせ処理を行う位置合わせ処理手段と、
を有することを特徴とする画像の位置合わせ処理装置。

【請求項2】人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像間で位置合わせ処理を行う画像の位置合わせ処理装置であって、

前記画像から人体の解剖学的構造を抽出する処理を行う解剖学的構造抽出手段と、

該解剖学的構造抽出手段による解剖学的構造の抽出結果に基づいて画像内に少なくとも1つの部分領域を設定する部分領域設定手段と、

該部分領域設定手段で設定された部分領域毎に独立に画像間の位置合わせ処理を行う位置合わせ処理手段と、
を有することを特徴とする画像の位置合わせ処理装置。

【請求項3】前記位置合わせ処理手段による位置合わせ処理が、画像の4次以下の多項式変換を用いて表されることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像の位置合わせ処理装置。

【請求項4】前記位置合わせ処理手段による位置合わせ処理が、画像の線型変換を用いて表されることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像の位置合わせ処理装置。

【請求項5】前記位置合わせ処理手段で得られる位置合わせ情報を、前記部分領域のそれぞれに対応させて記憶する位置合わせ情報記憶手段を有することを特徴とする請求項1～4のいずれか1つに記載の画像の位置合わせ処理装置。

【請求項6】請求項1～5のいずれか1つに記載の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせ処理が行われた前記部分領域のうちの少なくとも1つの部分領域において、画像間の演算を行う画像間演算手段を有することを特徴とする画像間演算処理装置。

【請求項7】人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像の画像データ、画像内に設定された少なくとも1つの部分領域の位置を示す部分領域位置情報及び前記部分領域のそれぞれに対応する位置合わせ情報を記憶装置からそれぞれ読み出す情報読み出し手段と、

該情報読み出し手段で読み出された情報に基づいて少なくとも1つの部分領域で位置合わせ処理を行う位置合わせ処理手段と、

該位置合わせ処理手段で位置合わせ処理が施された少なくとも1つの部分領域において画像間の演算を行う画像間演算手段と、
を有することを特徴とする画像間演算処理装置。

【請求項8】前記画像間演算手段による画像間の演算で得られた画像を表示する画像表示手段を有することを特徴とする請求項6又は7に記載の画像間演算処理装置。

【請求項9】前記位置合わせ処理手段で位置合わせ処理が施された部分領域の中から特定の部分領域を選択する部分領域選択手段を有し、前記画像間演算手段が前記選択された特定の部分領域についてのみ画像間の演算を行うことを特徴とする請求項6～8のいずれか1つに記載の画像間演算処理装置。

【請求項10】前記人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像が、同一人体を被写体として相互に異なる時期に撮影した複数の時系列画像であり、前記画像間演算手段が位置合わせ処理が施された少なくとも1つの部分領域において画像間の差分処理を行うことを特徴とする請求項6～9のいずれか1つに記載の画像間演算処理装置。

【請求項11】前記人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像が、同一人体を被写体として相互に異なる検査において撮影した複数の時系列画像であり、前記画像間演算手段が位置合わせ処理が施された少なくとも1つの部分領域において画像間の差分処理を行うことを特徴とする請求項6～9のいずれか1つに記載の画像間演算処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は画像の位置合わせ処理装置及び画像間演算処理装置に関し、特に、複数の画像間における被写体の位置合わせ処理を、精度良くかつ効率良く行わせる技術に関する。

【0002】

【従来の技術】X線画像のような放射線画像は、病気診断などに多く用いられており、このX線画像を得るために、被写体を透過したX線を蛍光体層（蛍光スクリーン）に照射し、これにより可視光を生じさせてこの可視光を通常の写真と同様に銀塩を使用したフィルムに照射して現像した、所謂、放射線写真が従来から多く利用されている。

【0003】しかし、近年、銀塩を塗布したフィルムを使用しないで、蛍光体層から直接画像を取り出す方法が工夫されるようになってきている。この方法としては、被写体を透過した放射線を蛍光体に吸収せしめ、しかる後、この蛍光体を例えば光又は熱エネルギーで励起することによりこの蛍光体が上記吸収により蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射せしめ、この蛍光を光電変換し、更にA/D変換してディジタル画像信号を得る方法がある（米国特許3,859,527号、特開昭55-12144号公報等参照）。

【0004】このようにして得られた放射線画像信号は、そのままの状態、或いは画像処理を施されて銀塩フィルム、CRT等に出力されて可視化される。また、

放射線画像を記録した銀塩フィルムに、レーザ・蛍光灯などの光源からの光を照射して、銀塩フィルムの透過光を得て、かかる透過光を光電変換して放射線画像信号を得る方法もある。

【0005】一方、従来から、共通の被写体部分を含む複数の放射線画像間で、被写体の相対的な位置ずれを合わせる位置合わせ処理が公知となっている。即ち、共通の被写体部分を含む複数の放射線画像間で例えば差分処理を行って、特定構造物や経時変化部分を強調した画像を抽出するには、前記差分処理に先立って、画像間における被写体の相対的な位置ずれを合わせる処理が必要になるものである。

【0006】かかる位置合わせ処理としては、従来、特公昭61-14553号公報に開示されるようなものがあった。前記特公昭61-14553号公報に開示される位置合わせ処理は、2枚の画像の相互に対応する部分領域間の位置ずれを線型近似してそれぞれ求めた後、これら各対応部分領域毎に求められた位置ずれ量から前記2枚の画像間の非線型な位置ずれに対する補正関数の係数を求める構成となっている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】ところが、前記特公昭61-14553号公報に開示される位置合わせ処理では、多項式で表される非線型画像変換を用いて画像全体の複雑な位置ずれを補正する構成であるから、位置合わせの精度を高めるためには多項式の次数を上げる必要がある。このため、精度確保のためには、計算に必要なデータ量が多くなり、これに伴って、使用するメモリ容量が多くなり、また、処理速度が遅くなるという問題があった。

【0008】また、画像の周辺部分などに診断に不要な画像領域が存在し、かつ、該領域における2画像間の差異が著しい場合には、該領域から求められる位置合わせ処理条件が付近の画像部分の位置合わせ処理条件に悪影響を与え、位置合わせ処理の精度が低下するという問題があった。本発明は上記問題点に鑑みなされたものであり、共通の被写体部分を含む複数の画像間における相対的な被写体の位置ずれを合わせる位置合わせ処理が、効率良くかつ高精度に行えるようにすることを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】そのため請求項1の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置は、人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像間で位置合わせ処理を行う画像の位置合わせ処理装置であって、部分領域設定手段が画像内に少なくとも1つの部分領域を設定し、位置合わせ処理手段が、前記設定された部分領域毎に独立に画像間の位置合わせ処理を行う構成とした。

【0010】請求項2の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置は、人体の一部である共通の被写体部分を含む

複数の画像間で位置合わせ処理を行う画像の位置合わせ処理装置であって、解剖学的構造抽出手段が、前記画像から人体の解剖学的構造を抽出する処理を行う一方、部分領域設定手段が、前記解剖学的構造の抽出結果に基づいて画像内に少なくとも1つの部分領域を設定する。そして、位置合わせ処理手段が、前記設定された部分領域毎に独立に画像間の位置合わせ処理を行う構成とした。

【0011】請求項3の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、前記位置合わせ処理手段による位置合わせ処理が、画像の4次以下の多項式変換を用いて表されるものとした。請求項4の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、前記位置合わせ処理手段による位置合わせ処理が、画像の線型変換を用いて表されるものとした。

【0012】請求項5の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、前記位置合わせ処理手段で得られる位置合わせ情報を、前記部分領域のそれぞれに対応させて記憶する位置合わせ情報記憶手段を有する構成とした。請求項6の発明にかかる画像間演算処理装置は、前記請求項1～5のいずれか1つに記載の画像の位置合わせ処理装置で位置合わせ処理が行われた前記部分領域のうちの少なくとも1つの部分領域において、画像間の演算を行う画像間演算手段を有して構成される。

【0013】請求項7の発明にかかる画像間演算処理装置は、人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像の画像データ、画像内に設定された少なくとも1つの部分領域の位置を示す部分領域位置情報、及び、前記部分領域のそれぞれに対応する位置合わせ情報を、情報読み出し手段によって記憶装置からそれぞれに読み出す。そして、位置合わせ処理手段が、前記読み出された情報に基づいて少なくとも1つの部分領域で位置合わせ処理を行う一方、画像間演算手段が、前記位置合わせ処理が施された少なくとも1つの部分領域において画像間の演算を行う構成とした。

【0014】請求項8の発明にかかる画像間演算処理装置では、前記画像間演算手段による画像間の演算で得られた画像を表示する画像表示手段を有する構成とした。請求項9の発明にかかる画像間演算処理装置では、前記位置合わせ処理手段で位置合わせ処理が施された部分領域の中から特定の部分領域を選択する部分領域選択手段を有し、前記画像間演算手段が前記選択された特定の部分領域についてのみ画像間の演算を行う構成とした。

【0015】請求項10の発明にかかる画像間演算処理装置では、前記人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像が、同一人体を被写体として相互に異なる時期に撮影した複数の時系列画像であり、前記画像間演算手段が位置合わせ処理が施された少なくとも1つの部分領域において画像間の差分処理を行う構成とした。請求項11の発明にかかる画像間演算処理装置では、前記人体の一部である共通の被写体部分を含む複数の画像が、同

一人体を被写体として相互に異なる検査において撮影した複数の時系列画像であり、前記画像間演算手段が位置合わせ処理が施された少なくとも1つの部分領域において画像間の差分処理を行う構成とした。

【0016】

【作用】請求項1の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置によると、画像の全体を対象として位置合わせ処理を行うのではなく、画像内の部分領域毎に独立に位置合わせ処理を行う。即ち、画像全体として複雑な位置ずれがあったとしても、部分領域に分ければ位置ずれの様子が単純化されることになり、以て、簡便な座標変換式で精度の良い位置合わせ処理が可能となるものである。

【0017】請求項2の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置によると、位置合わせの単位領域である部分領域を人体の解剖学的構造に基づいて設定するから、例えば医療診断用の放射線画像において、診断に重要な部分を確実に部分領域に含めることが可能となり、また、診断に不要な領域を位置合わせ処理の対象外として、位置合わせ処理の効率を高めることが可能となる。

【0018】請求項3の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、部分領域毎に位置合わせ処理を行わせることにより簡便な座標変換式で精度の良い位置合わせ処理が可能であることに対応して、位置合わせ処理を比較的次數の低い4次以下の多項式変換を用いて行うものとし、処理速度を速くすると共に使用するメモリ容量を少なくする。

【0019】即ち、画像全体の複雑な位置ずれを高精度に位置合わせ処理するには、一般に6次以上の次數の多項式変換を用いて行うことが必要になるが、前述のように部分領域毎に位置合わせ処理する構成であれば、位置合わせ精度を維持するのに必要となる次數を低くすることが可能となるものである。請求項4の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、部分領域毎に位置合わせ処理を行わせることにより簡便な座標変換式で精度の良い位置合わせ処理が可能であることに対応して、位置合わせ処理を計算が単純である画像の線型変換を用いて行うものとし、処理速度を一層速くすることが可能となる。

【0020】請求項5の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、前記部分領域毎の位置合わせ処理で得られた位置合わせ情報を、それぞれの部分領域に対応させて記憶し、後から各部分領域に対応する位置合わせ情報を読み出して部分領域毎の位置合わせ処理が行えるようにした。請求項6の発明にかかる画像間演算処理装置によると、上記のようにして部分領域毎に位置合わせ処理を行い、該位置合わせ処理が行われた部分領域において画像間の演算を行い、前記部分領域内での特定構造物や経時変化部分を強調する。

【0021】請求項7の発明にかかる画像間演算処理装置によると、予め記憶装置に記憶されている人体の一部

である共通の被写体部分を含む複数の画像の画像データ、画像内に設定された少なくとも1つの部分領域の位置を示す部分領域位置情報、及び、前記部分領域のそれぞれに対応する位置合わせ情報が記憶装置からそれぞれ読み出され、該読み出し情報に基づいて部分領域毎の位置合わせ処理及び位置合わせされた部分領域における画像間演算が行われ、記憶されている画像の部分領域について特定構造物や経時変化部分を強調することができる。

10 【0022】請求項8の発明にかかる画像間演算処理装置では、前記画像間の演算で得られた画像、即ち、位置合わせされた部分領域で特定構造物や経時変化部分を強調した画像を表示し、例えば医療診断用の放射線画像において診断上で有用な可視情報を提供する。請求項9の発明にかかる画像間演算処理装置では、位置合わせ処理がなされた部分領域の中から特定の領域を選択すると、該選択された部分領域についてのみ画像間の演算が行われるから、例えば医療診断用の放射線画像において診断上で特に重要な部分領域についてのみ画像間演算を行わせ、不必要な部分領域で画像間演算が行われることを回避できる。

【0023】請求項10の発明にかかる画像間演算処理装置では、同一人体を被写体として相互に異なる時期に撮影した複数の時系列画像において、部分領域毎に位置合わせ処理を行い、位置合わせ処理がなされた部分領域で差分処理を行って、該部分領域内における経時変化部分を強調し、医療診断用の放射線画像において新たに発生した病変や病状の変化した病変の検出を容易に行えるようにする。

30 【0024】請求項11の発明にかかる画像間演算処理装置では、同一人体を被写体として相互に異なる検査において撮影した複数の時系列画像、例えば年度の異なる定期検診で撮影された胸部X線画像では、特に複雑な位置ずれが存在する確率が高いので、部分領域毎の位置合わせ処理によって位置合わせ処理を簡便に行わせ、位置合わせ処理がなされた部分領域で差分処理を行って、該部分領域内における経時変化部分を強調した画像を簡便に得られるようにする。

【0025】

40 【実施例】以下に本発明の実施例を説明する。図1は、実施例の放射線画像処理装置のシステム構成を示す。尚、図1に示すシステムは、後述するように、本発明にかかる画像の位置合わせ処理装置及び画像間演算処理装置を含んで構成されるものである。

【0026】図1において、画像記憶部1は、医療診断用としてX線撮影された放射線画像のデジタル画像データを複数格納するものであり、光磁気ディスク等から構成される。本実施例では、例えば定期検診などによって定期的にX線撮影を行っている被検者について得られるような相互に異なる時期に撮影された同一被検者の共

通の被写体部分を含む複数の画像が、前記画像記憶部1に予め記憶されているものとする。尚、上記のように相互に異なる時期に撮影された同一被検者の共通の被写体部分を含む画像を、以下では時系列画像という。

【0027】前記画像記憶部1に記憶される放射線画像データは、放射線画像を記録した現像済の銀塩フィルムに、レーザ・蛍光灯などの光源からの光を照射して、銀塩フィルムの透過光を得て、かかる透過光を光電変換してデジタル化したもの、或いは、被写体を透過した放射線を蛍光体に吸収せしめ、その後、この蛍光体を例えば光又は熱エネルギーで励起することによりこの蛍光体が上記吸収により蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射せしめ、この蛍光を光電変換してデジタル化したものであっても良い。

【0028】また、前記画像記憶部1とは別に、画像情報記憶部2が設けられており、この画像情報記憶部2には、画像記憶部1に記憶されている各画像についての情報として、例えば撮影日時、撮影部位、撮影条件、画像処理条件、被検者などの情報の他、後述する部分領域位置情報や位置合わせ情報などの情報が記憶されるようになっている。

【0029】但し、画像情報記憶部2を省略し、画像データと各画像に対応する各種情報とを対にして画像記憶部1に記憶させる構成であっても良い。前記画像記憶部1及び画像情報記憶部2（記憶装置）の記憶データは、操作卓4による指示に従って前記画像管理部3によって随時読み出されるようになっており、読み出された画像データは、必要に応じて画像処理部5における画像処理を経た後、放射線画像の読影を行わせるべく、画像表示ユニットAの画像表示部6に表示される。

【0030】前記画像表示ユニットAは、前記画像表示部6の他に、画像メモリ7、表示制御部8を備えて構成される。前記画像表示部6としては、CRT、プラズマディスプレイ、液晶ディスプレイ等が用いられるが、階調表現性能の点からCRTを用いることが好ましく、更に、医療用高精細CRTとして知られる走査線1000本系以上のCRTを用いることがより好ましい。

【0031】前記画像記憶部1から読み出された画像データ（又は、読み出し後に画像処理が施された画像データ）は、画像表示ユニットAの画像メモリ7に記憶され、該画像メモリ7に記憶された画像データが、表示制御部8によって制御されて画像表示部6に表示される。前記表示制御部8は、操作卓4を介して行われる表示フォーマットの指示に従って表示画像を制御する。

【0032】画像処理を経た後の画像データを画像記憶部に蓄積しておき、読影時に順次読み出して画像表示部に表示する構成としても良い。また、画像処理を経た画像をレーザーフィルムプリンタ等の画像出力装置によりハードコピーとして出力しても良い。ところで、前述のように、例えば定期検診などによって定期的に胸部X線

撮影などを行っている被検者については、被検者毎の経時的な画像系列ができ上がる。そして、かかる時系列画像間で差分処理を行うことにより、被検者の経時変化部分を選択的に強調することができ、以て、前記差分画像（前記差分処理によって生成された画像。以下同様）の観察によって経時変化部分、即ち、新たに発生した病変や病状の変化した病変の検出を容易に行えるようになる。

【0033】そこで、本実施例では、前記時系列画像間で前記差分処理を行って（画像間演算手段）、かかる差分画像を画像表示部6（画像表示手段）に表示させることで、医師等の読影者が被検者の経時変化を容易に確認できるよう構成されている。ここで、前記時系列画像間における差分処理においては、予め共通する被写体部分の位置合わせを行うことが必要となる。即ち、撮影時における被写体のポジショニングやX線入射方向の差異に起因する相対的な位置ずれが時系列画像間に生じるため、差分処理によって変化のない正常構造部分を打ち消して経時変化部分を選択的に強調するには、差分処理に先立って同一の解剖学的構造に対応する画像部分を重ね合わせる必要がある。

【0034】本実施例では、前記位置合わせ処理を、画像内の部分領域毎に独立して行わせるようにしてあり、以下に、本実施例における位置合わせ処理（位置合わせ処理手段）及び差分処理（画像間演算手段）について詳細に説明する。図2に示すフローチャートは、画像記憶部1に記憶された複数の時系列画像間で位置合わせ処理を施した後、差分処理を行い、かかる差分処理によって得られた画像を表示するまでの処理の流れを概略的に示すものである。

【0035】まず、位置合わせ処理に先立って、時系列画像内に複数の部分領域を設定する（S1：部分領域設定手段）。前記部分領域の設定は、例えば図3又は図4に示すように画像全体を格子状に複数に区分するパターンに基づいて行わせることができる。ここで、前記格子状の分割パターンを予め複数用意しておいて、撮影部位などの情報に基づいて自動選択される構成としても良く、また、予め設定されている複数の分割パターンの中から任意に選択できるようにしても良く、更に、分割パターンを任意に作成できるようにしても良い。

【0036】尚、前記図3又は図4に示すようにして格子状に画像全体を分割して部分領域を設定する構成において、各部分領域の面積及び形状が同一である必要はなく、撮影部位などに対応して面積、形状が相互に異なる複数の部分領域を設定する構成であっても良い。更に、画像全体を全て部分領域とするのではなく、例えば図5に示すように、一般に診断に不要な画像の周辺部分を対象外とし、中央部分を格子状に複数に分割して中心部分にのみ部分領域を設定することも可能である。

【0037】一方、例えば図6に示すように、人体の解

剖学的構造を抽出し（解剖学的構造抽出手段）、該抽出した解剖学的構造に基づいて画像内の一部に部分領域を設定することも可能である。かかる構成とすれば、診断上重要な部分を確実に部分領域に含めることができ、また、診断に不要な領域を位置合わせ処理の対象外（部分領域外）とすることで、位置合わせ処理を行わせる部分領域を限定して効率良い位置合わせ処理が可能となる。

【0038】図6には、胸部放射線画像の画像データから解剖学的構造として肺を抽出し、該抽出結果に基づいて肺野の輪郭内を中心として予め設定された規則に従って複数の部分領域を設定した例を示してある。図6(a)に示す例では、左右の肺野をそれぞれ上下方向の中間位置で2分割して、肺の輪郭で囲まれる領域内に合計4つの部分領域を設定している。

【0039】図6(b)に示す例では、(a)と同様にして左右の肺野をそれぞれ2分割して4つの部分領域を設定すると共に、左右の肺野で挟まれる領域の下側に5番目の部分領域を設定してある。図6(c)に示す例では、左右の肺野をそれぞれ上下方向に3分割し、肺の輪郭で囲まれる領域内に合計6つの部分領域を設定している。

【0040】図6(d)に示す例では、左右の肺野をそれぞれ上下方向の中間位置で2分割すると共に、2分割された部分領域を更に左右方向に2分割し、左右の肺野をそれぞれ4分割して合計8つの部分領域を肺野の輪郭内に設定している。尚、前述の画像を格子状に分割する場合と同様に、複数の分割パターン（例えば図6に示す4パターン）を予め記憶しておいて、これらのパターンから任意に選択できるようにしたり、また、抽出した解剖学的構造物の輪郭線を表示して任意に部分領域を設定させるようにしても良い。更に、過去の診断情報等に基づいて自動的に分割パターンが選択されるようにすることもでき、また、予め定められた分割パターンに沿って複数の分割された部分領域の中で実際に位置合わせ処理を行わせる部分領域を任意に特定させることも可能である。

【0041】部分領域の実効的面積（被写体である人体の大きさと同一尺度で表した面積）は、 400cm^2 以下であることが好ましく、 200cm^2 以下であることが特に好ましい。前記胸部放射線画像における肺野部の輪郭抽出は、例えば特開昭63-240832号公報に開示される方法を用いて行える。具体的には、画像データの1つの行又は列についてのみ注目し、その1次元の画像データ列の中で前後のデータとの関係が予め定めた特定のパターンとなる点を、その行或いは列における輪郭点とし、必要な範囲の行或いは列について前記輪郭点を求めてそれらの点を結んだ線を肺野の輪郭とするものであり、前記特定のパターンとしては極小となる点、傾きが最大となる点、傾きが最小となる点などを用いる。

【0042】また、前記胸部放射線画像において肺野を

含む矩形領域を抽出させるようにしても良く、かかる矩形領域の抽出方法としては、例えば特開平3-218578号公報に開示されるような方法がある。具体的には、画像の縦方向についてプロジェクション値（画像データの一方方向の累積値）を求める。そして、前記プロジェクション値が最小値となる点を正中線とし、該正中線から外側に向けて移動しながらプロジェクション値と所定の閾値とを比較して、プロジェクション値が最初に閾値以下になった左右それぞれの点を、肺野の左端及び右端として決定する。同様に画像の横方向についてもプロジェクション値を求めて、肺野の上端及び下端を決定する。

【0043】また、胸部放射線画像において肺野輪郭や肋骨位置を抽出する方法としては、特開平2-250180号公報に開示されるようなものがある。このものは、縦横のプロファイル情報に基づいて肺野輪郭や肋骨位置を抽出するものであり、特に肋骨の抽出においては、背景部分の影響を多項式近似により排除する構成となっている。

【0044】一方、腹部の放射線画像において、解剖学的構造として腰椎、腸骨、骨盤などの骨部を抽出する方法としては、特開平4-341246号公報に開示される方法がある。例えば、腹部放射線画像において腸骨部を抽出するには、画像の横方向における信号変化を示すプロファイルを作成し、かかるプロファイルにおいて極小値をとる部位の個数・位置に基づいて、腸骨部を囲む上下2つの線分を求めて、腸骨部領域を抽出する。また、骨部と骨以外の部分との境界信号値をヒストグラム等から求めて、かかる境界信号を閾値として画像信号の2値化を行うことで、腰椎、腸骨、骨盤などの骨部領域とそれ以外の領域とに区分して骨部領域を抽出することが可能である。

【0045】尚、上記に示す解剖学的構造の抽出方法に限定されるものではなく、公知の種々の抽出方法を用いることができることは明らかである。解剖学的構造の抽出結果は、代表点の座標、代表直線又は曲線を表す式又は座標群、領域の輪郭線を表す式又は座標群などによって表され、例えば胸部放射線画像において肺を解剖学的構造として抽出する場合には、肺野の輪郭、両肺を含む矩形、左右それぞれの肺を含む2つの矩形として抽出結果を得ることができる。

【0046】上記のようにして画像内に位置合わせを行わせる部分領域が設定されると、各部分領域毎に位置合わせ情報を決定し（S2：位置合わせ処理手段）、該決定に基づいて部分領域毎に独立に画像の座標変換が行われる（S4：位置合わせ処理手段）。例えば図6(a)に示すようにして、胸部放射線画像において4つの部分領域を設定した場合には、4つの部分領域それぞれについて、同一の解剖学的構造に対応する画像部分を重ね合わせるための画像の座標変換式を独立に設定し、該設定

された座標変換式に基づいて各部分領域毎に独立に座標変換を行う。

【0047】ここで、画像全体として複雑な位置ずれがあったとしても、各部分領域内では位置ずれの様子が単純化されることになり、以て、簡便な座標変換式で精度の良い位置合わせ処理が可能となるものである。従って、前記座標変換として非線型変換を用いても良いが、回転、拡大・縮小、平行移動の組み合わせからなる線型変換で必要十分な位置合わせ精度を確保することが可能となり、線型変換を用いることで、計算が単純化して処理速度を速めることができ、また、演算に必要とされるメモリ容量を少なくでき、効率良くも高精度に位置合わせ処理を施すことができる。

【0048】即ち、画像全体について複雑な位置ずれを高精度に補正するには、高次の多項式変換などの非線型変換を用いて、歪み状の位置ずれに対応できるような処理を行うことが必要となるが、部分領域毎に位置合わせを行わせる構成とすれば、各部分領域内の位置ずれは画像全体の位置ずれよりも一般に単純であるから、複雑な変換を行う必要がなく、演算処理を簡略化できるものである。特に、解剖学的構造に基づいて画像内に限定された部分領域を設定する構成であれば、位置合わせ処理の対象となる画像データがより少なくなり、一層効率的に位置合わせが行える。

【0049】前記線型変換は、変換前の x, y 座標を*

$$x' = x + \sum_{i=1}^n \sum_{j=0}^{i-1} a_{ij} x^i y^j, \quad y' = y + \sum_{i=1}^n \sum_{j=0}^{i-1} b_{ij} x^i y^j$$

【0053】ここで、線型変換における平行移動量、回転量、拡大・縮小率、又は線型変換の係数、非線型変換における多項式変換の係数、又は部分領域内の全画素に対する x, y 方向の移動量で表される位置合わせ情報の決定(S2)においては、前記部分領域内の複数の点についてそれぞれローカルマッチング手法を用いて求めた複数の移動量を総合することにより定めると良い。前記ローカルマッチングとは、対象とする部分領域の大きさよりも小さい細分領域を選択し、該細分領域内の特徴に基づいて該細分領域の中心点に対する移動量を求めるものである。

【0054】具体的には、前述のように設定された部分領域内に多数の点をマトリックス的に配置する。次いで、それぞれの点を中心として、一定の大きさの矩形領域を設定する。このとき、座標変換を行う画像における矩形領域の大きさを、基準画像(座標変換を行わない画像)の矩形領域の大きさに比べて大きく設定し、小さい方の矩形領域をテンプレート、大きい方の矩形領域をサーチ領域と呼ぶ。

【0055】そして、図7に示すように、画像間でおおよそ対応する位置にあるテンプレートとサーチ領域とのペアを用いて、サーチ領域に含まれるテンプレートAと同形の副領域を少しずつ平行移動しながらその中でテン

* (x, y)、変換後の x, y 座標を(x', y')、係数を a_{ij}, b_{ij} とすると、

【0050】

【数1】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{10} & a_{01} \\ b_{10} & b_{01} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a_{00} \\ b_{00} \end{bmatrix}$$

【0051】として表される。ここで、時系列画像中の人体部分の相対的な大きさが略等しいならば、線型変換の中でも平行移動と回転との組み合わせからなる線型変換としても良く、更に、平行移動のみの線型変換を用いることも可能である。一方、非線型変換は例えば数2に示されるような2次元 n 次多項式変換として表されるが、上記のように画像内に設定した部分領域毎の位置合わせ処理では、変換式の次数は4次以下で十分な位置合わせ精度が得られる。画像全体について複雑な位置ずれを補正するには一般的に6次以上の多項式変換が必要であるとされているが、本実施例のように、画像内の部分領域毎に位置合わせ処理を行う構成であれば、前述のように4次以下に次数を低下させても、必要な位置合わせ精度が得られるので、非線型変換を用いる場合であっても位置合わせ処理を効率良く行わせることが可能である。

【0052】

【数2】

プレートAと最も良く類似した副領域Bをサーチ領域内で探索する。副領域Bが探索されると、その中心座標に基づいてテンプレートAの中心座標に対する移動量を計算する。

【0056】ここで、ある副領域がテンプレートとどの程度類似しているかを評価する手段としては、SSDA法(Sequential Similarity Detection Algorithm)、相互相関法、フーリエ変換位相相関法などを使用することができる。部分領域内の複数のテンプレートについて決定された移動量 Δx 及び Δy の分布に基づいて、当該部分領域における位置合わせ情報が決定される。1つの部分領域内に設定するテンプレート数は、多項式の次数に依存して定められ、例えば次数が2次、3次、4次の場合には、それぞれ6個以上、10個以上、15個以上のテンプレートがあれば良い。前記細分領域の形状としては、矩形、円形、十字形などを用いることができるが、演算負担の軽減の面から矩形が好ましい。

【0057】上記方法では、部分領域内で更に複数の細分領域が設定されて、各細分領域毎に求められる移動量に基づいて該当する部分領域の位置合わせ情報を決定させる構成としたが、特に線型変換を用いる場合には、部分領域自身をテンプレートとし、他方の画像に該テンプレートとしての部分領域を含むより広いサーチ領域を設

定し、テンプレートと最も良く類似した副領域をサーチ領域内で探索して移動量を決定する構成としても良い。この場合、前記サーチ領域は画像全体としても良く、また、テンプレート（部分領域）の形状に応じて画像内の一部をサーチ領域として設定しても良い。

【0058】尚、部分領域の設定（S1）及び位置合わせ情報の決定（S2）においては、演算負担軽減の目的で、画素数を減少させた縮小画像を使用しても良い。ここで、原画像の実効画素サイズ（被写体である人体の大きさと同一の尺度で表した画素ピッチ）が0.2mm程度である場合、前記縮小画像の実効画素サイズは0.4～3mmが好ましい。前記縮小画像は、原画像の画素の間引き或いは平均化処理により生成することができる。

【0059】位置合わせ情報が部分領域毎に決定されると、かかる位置合わせ情報を各部分領域に対応させて記憶させ（S3：位置合わせ情報記憶手段）、後からかかる位置合わせ情報を読み出して位置合わせ処理が行えるようにする。位置合わせ情報を記憶しておけば、後で同じ画像間で差分処理を行いたいときに、同じ演算を繰り返す必要がなく、画像記憶部1に記憶された画像データと画像情報記憶部2に記憶された各部分領域の位置を示す情報（部分領域位置情報）とこれに対応する位置合わせ情報とを読み出せば（情報読み出し手段）、直ちに位置合わせのための座標変換を実行させて（位置合わせ処理手段）、差分処理（画像間演算手段）を行うことが可能となる。

【0060】前記位置合わせ情報の記憶は、例えば図8に示すように、時系列画像を特定するためのID番号等の情報を親情報とし、該時系列画像を特定する情報に対応させて当該画像内に設定した各部分領域の位置を示す情報（部分領域位置情報）を記憶させ、更に、前記部分領域位置情報毎に位置合わせ情報を対応付けて記憶させるようにすることができる。かかる構成によれば、特定の時系列画像を指定することで、複数の部分領域の位置を示す情報と、各部分領域毎の位置合わせ情報とを読み出すことができる。

【0061】また、特に、図3～図5に示すように、部分領域が画一的に設定される場合には、部分領域位置情報を複数の画像間で共通的に用いることができるので、図9に示すように、部分領域位置情報を親情報として、時系列画像を特定するための情報と位置合わせ情報とを対として記憶させるようにしても良い。この場合、格子状に分割される部分領域の中の1つを指定すれば、各時系列画像毎の位置合わせ情報を読み出すことができる。

【0062】そして、時系列画像間での差分処理を行う際には、前記部分領域位置情報、位置合わせ情報及び画像データを記憶装置（画像記憶部1及び画像情報記憶部2）から読み出し、部分領域毎に対応する位置合わせ情報を用いて画像データの座標変換（S4）を行って同一の解剖学的構造に対応する画像部分を重ね合わせる位置

合わせ処理を、差分処理に先立って実行する。勿論、位置合わせ情報を得た後に直ちに位置合わせ処理（座標変換）を行って差分画像を得ることもできる。

【0063】そして、2つの時系列画像間で位置合わせされた部分領域毎に、対応する画素間で画像データの差分をとる差分処理（S5：画像間演算手段）を実行し、部分領域毎に経時的な変化部分を強調する。前記差分処理によって経時変化部分が強調された画像は、画像表示部6に表示され（S6：画像表示手段）、読影者が差分処理された部分領域内を観察することで、被検者において新たに発生した病変や病状の変化した病変の観察を行う。

【0064】尚、図6に示すように、位置合わせ処理を行う部分領域が画像内の一部に設定される場合には、差分処理される部分領域以外については原画像データをそのまま表示する。画像全体を部分領域に分割するのではなく、図6に示すように、解剖学的構造に基づいて関心領域のみに部分領域を設定させる構成であれば、位置合わせ処理及び差分処理に要する演算量が少なくなり、高速に処理して差分画像を表示させることができる。

【0065】ここで、前記差分処理の後に、所定のオフセット値を加える処理や階調処理などの後処理を施して、最終的に時系列画像に基づいて得られた差分画像を設定することが好ましい。また、位置合わせ処理の直前（又は直後）に、画像全体の濃度・階調を標準的な濃度・階調特性に合わせる濃度・階調補正処理を行わせるようにしても良い。具体的には、米国特許5224177号に開示されるような濃度・階調補正処理を用いることができる。また、画像を複数の小領域に分割し、対応する小領域内の画素値の統計値が等しくなるように一方の画像の画素値を補正する方法を用いても良い。前記統計量としては、平均値、分散値等が用いられる。

【0066】ところで、位置合わせ情報が得られた部分領域全てについて差分処理を行わせる必要はなく、差分処理を行う部分領域を、複数の部分領域の中から指定するようにしても良い（部分領域選択手段）。部分領域が解剖学的構造に基づいて定められている場合には、注目する部分は殆どの場合部分領域内に収まるので、例えば図6に示したような複数の部分領域の中から任意に差分処理を行わせる領域を指定させるようにしても良いし（図10参照）、更に、1つの部分領域内又は隣接する複数の部分領域に跨がって読影者が任意にポインティングデバイス等で差分処理を行う領域を入力する構成としても良い。

【0067】更に、読影者がポインティングデバイス等で注目領域の1点を指定すると、かかる点を中心として一定の大きさの領域が部分領域内で選択されるようにしても良い。また、以前に読影者が指定した部分領域や、過去の所見、治療情報に基づき、複数の部分領域の中から自動的に差分処理を行う部分領域を特定させることも

できる。

【0068】また、他の診断支援手法（例えば特開昭62-125481号公報に開示されるような異常陰影検出など）の結果に基づいて、異常陰影の存在確率の高い部分領域を自動的に選択させることも可能である。差分処理を行わせる部分領域の選択においては、2領域以上が選択される構成としても良い。尚、隣接する2領域が差分処理領域として選択される場合には、各領域毎に独立した位置合わせ処理が施されることから、部分領域の境界に「つなぎ目」が出る場合もあるが、特に、解剖学的構造に基づいて部分領域を設定させる場合には、部分領域の境界部分が関心領域となることを確実に回避できるので、前記「つなぎ目」の発生が診断読影に悪影響を与えることは防止できる。

【0069】また、差分処理された部分領域を、原画像を背景として表示させる代わりに、差分処理された部分領域のみを拡大して表示させることも可能である（図10参照）。また、原画像と、少なくとも1つの部分領域について位置合わせ処理及び差分処理を行った差分画像とを、同一表示画面上の同一位置に切り替えて表示する構成にしても良い。差分処理を行う部分領域として2領域以上が選択されている場合には、それぞれの領域について差分処理を行った複数の差分画像を作成し、該複数の差分画像を順次切り替えて表示する構成にしても良い。

【0070】尚、上記実施例では、時系列画像間における差分処理に先立って部分領域毎に位置合わせ処理を行わせる構成としたが、異なった条件で撮影した2つの放射線画像間で差分処理し、放射線画像中の特定構造物を抽出させる画像間演算処理に先立って、上記実施例に示した部分領域毎の独立した位置合わせ処理を適用しても良い。

【0071】前記異なった条件で撮影した2つの放射線画像間で差分処理を行う画像間演算処理の例としては、造影剤注入により特定構造物が強調された放射線画像から、造影剤が注入されていない放射線画像を引算することによって、前記特定構造物を抽出する画像間演算処理や、同一の被写体に対して異なるエネルギー分布を有する放射線を照射し、或いは、被写体透過後の放射線をエネルギー分布を変えて2つの放射線検出手段に照射して、それにより特定の構造物が異なる画像を2つの放射線画像間に存在せしめ、その後この2つの放射線画像の画像信号間で適当な重み付けをした上で引算を行って、特定構造物の画像を抽出する画像間演算処理がある。

【0072】

【発明の効果】以上説明したように請求項1の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置によると、画像の全体を対象として位置合わせ処理を行うのではなく、画像内の部分領域毎に独立して位置合わせ処理を行うので、簡便な座標変換式で精度の良い位置合わせ処理が可能となり、位置合わせ処理を効率良く行わせることができると

いう効果がある。

【0073】請求項2の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置によると、位置合わせ処理を行わせる部分領域を人体の解剖学的構造に基づいて設定する構成としたので、医療診断用の放射線画像において、診断に重要な部分を確実に部分領域に含めることが可能となり、また、診断に不要な領域を位置合わせ処理の対象外として、位置合わせ処理の効率を高めることが可能であるという効果がある。

10 【0074】請求項3の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、部分領域毎の位置合わせ処理を比較的度数の低い4次以下の多項式変換を用いて行うものとし、処理速度を速くすると共に使用するメモリ容量を少なくできるという効果がある。請求項4の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、位置合わせ処理を画像の線型変換を用いて行うものとし、位置合わせ処理における計算が単純化され、処理速度を一層速めることができるという効果がある。

20 【0075】請求項5の発明にかかる画像の位置合わせ処理装置では、前記部分領域毎の位置合わせ処理で得られた位置合わせ情報を、それぞれの部分領域に対応させて記憶するので、各部分領域に対応する位置合わせ情報を読み出して、各部分領域毎の位置合わせを行うことができるという効果がある。請求項6の発明にかかる画像間演算処理装置によると、位置合わせ処理が行われた部分領域において画像間の演算を行って、部分領域内での特定構造物や経時変化部分を強調することができるという効果がある。

30 【0076】請求項7の発明にかかる画像間演算処理装置によると、画像データ、部分領域位置情報及び部分領域毎の位置合わせ情報を読み出し、該読み出し情報に基づいて部分領域毎の位置合わせ処理及び位置合わせされた部分領域における画像間演算が行われ、記憶されている画像の部分領域について特定構造物や経時変化部分を強調することができるという効果がある。

40 【0077】請求項8の発明にかかる画像間演算処理装置によると、位置合わせされた部分領域で特定構造物や経時変化部分を強調した画像を表示し、例えば医療診断用の放射線画像において診断上で有用な視覚情報を提供し、以て、診断性能を向上させることができるという効果がある。請求項9の発明にかかる画像間演算処理装置によると、選択された部分領域についてのみ画像間の演算が行われ、例えば医療診断用の放射線画像において診断上で特に重要な部分領域についてのみ画像間演算を行わせることが可能となるから、効率的に画像間演算を行わせ、また、見やすい画像を提供できるという効果がある。

50 【0078】請求項10の発明にかかる画像間演算処理装置によると、時系列画像間で部分領域毎の位置合わせ及び該位置合わせ処理後の差分処理を行わせることで、部

分領域内における経時変化部分を強調した画像を効率的に得られ、医療診断用の放射線画像において新たに発生した病変や病状の変化した病変の検出を容易に行えるようになるという効果がある。

【0079】請求項11の発明にかかる画像間演算処理装置によると、特に複雑な位置ずれが存在する確率の高い異なる検査で撮影された画像間での位置合わせを、部分領域毎に行わせ、該位置合わせ処理後に差分処理を行わせるから、異なる検査で撮影された画像間における経時的な変化部分を強調した画像を効率的に得られるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例のシステム構成図。

【図2】実施例における位置合わせ処理及び画像間演算の概略を示すフローチャート。

【図3】部分領域を格子状の分割により設定する例を示す図。

【図4】部分領域を格子状の分割により設定する例を示す図。

【図5】部分領域を格子状の分割により設定する例を示す図。

【図6】解剖学的構造に基づく部分領域の設定例を示す図。

【図7】位置合わせ情報の決定の様子を示す図。

【図8】位置合わせ情報の記憶構成の例を示す図。

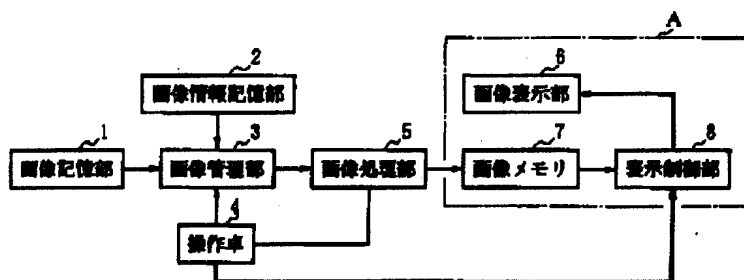
【図9】位置合わせ情報の記憶構成の例を示す図。

【図10】選択された部分領域における差分処理の様子を示す図。

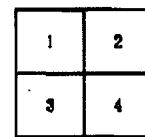
【符号の説明】

- 1 画像記憶部
- 2 画像情報記憶部
- 3 画像管理部
- 4 操作卓
- 5 画像処理部
- 6 画像表示部
- 7 画像メモリ
- 8 表示制御部
- A 画像表示ユニット

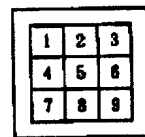
【図1】



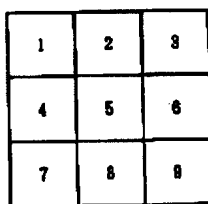
【図3】



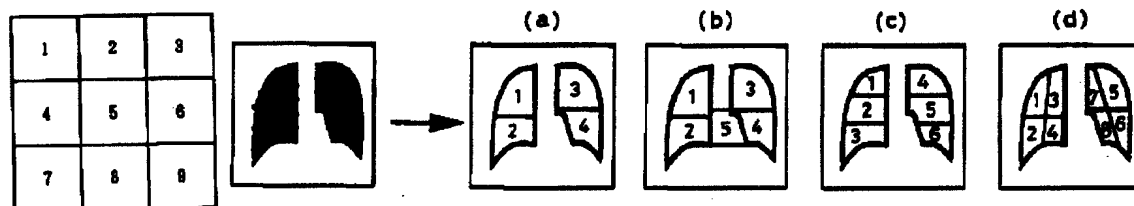
【図5】



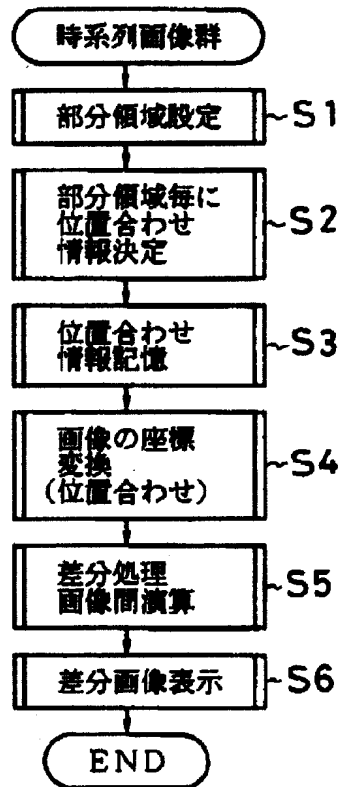
【図4】



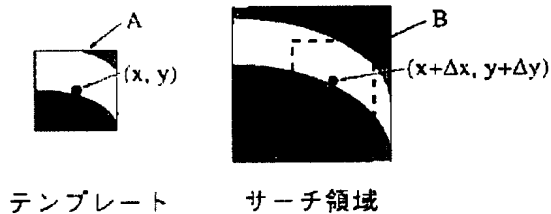
【図6】



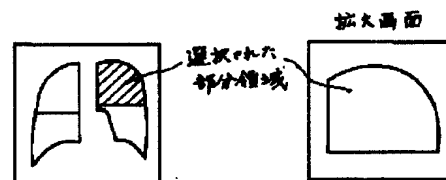
【図2】



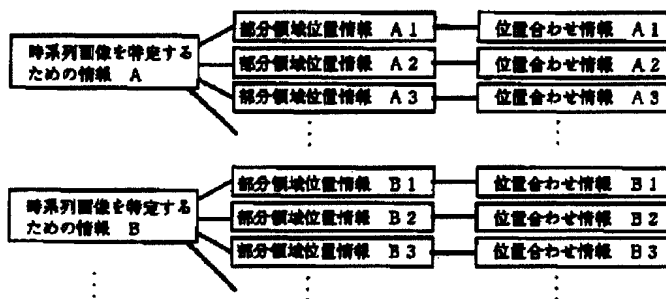
【図7】



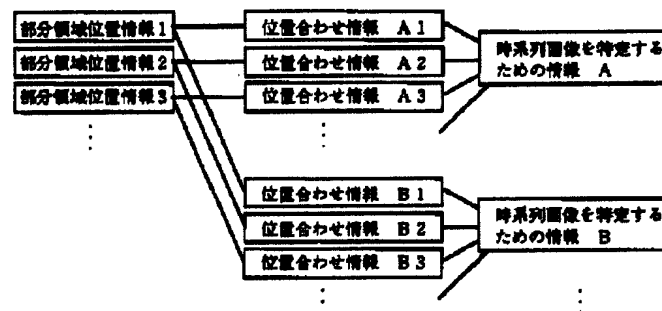
【図10】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁶
G 0 6 T 7/00

識別記号

片内整理番号

F I

技術表示箇所

9365-5H
9061-5H

G 0 6 F 15/62
15/70

3 2 2 B
3 3 0 P